

Zachowanie się fal elektroencefalograficznych *SMR* i *theta* u młodych kobiet po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych

S. Maria B. Pecyna*

Akademia Pedagogiki Specjalnej im. Marii Grzegorzewskiej, Warszawa

BEHAVIOR SMR AND THETA ELECTROENCEPHALOGRAPHIC WAVES AT THE YOUNG
WOMAN AFTER APPLYING EXTREMELY - LOW - FREQUENCY MAGNETIC FIELDS

The thesis presents results of an influence of extremely - low - frequency magnetic fields generated by magnetostimulator Viofor JPS on amplitude values of SMR and theta waves recorded on-line from F3-C3 and F4-C4 off takes using the CapScan EEG/EMG subsystem operating in biofeedback system. The subject to the research were 64 the young woman with high - (group A) and normal (group B) intelligence. Total were examined at the Psychophysiology Laboratory of the Maria Grzegorzewska Academy of Special Education in Warsaw. On the basis of conducted statistical analysis it was affirmed that extremely - low - frequency magnetic fields caused modifications to amplitude values of SMR and theta waves in a direction of better sensory organisation, i.e. better coordination and organisation of sensory material. This brought to the conclusion that by applying an extremely - low - frequency magnetic fields it is possible not only to affect favourably brain areas responsible for conscious recording and processing of sensory information, but also to improve mentally retarded sensory sharpness, that includes every process described either at the physiological or psychological level, which is associated with feelings at the young woman with low intelligence.

WPROWADZENIE

Mózg ludzki, jako najdoskonalsza struktura tkankowa, jest zaangażowany w przetwarzanie sygnałów zmysłowych, kontrolę ruchów dowolnych i świadomość, a także planowanie i wykonywanie działań, myślenie, rozumowanie, wydawanie sądów itp., czyli w tzw. wyższe funkcje umysłowe (Fuchs i in., 1992; Barlow, 1993; Abarbanel, 1995; Friston i in., 1995; Andrew i in., 1996; Nunez, 2000). Spontaniczne wyładowania elektryczne komórek nerwowych rejestrowane są w postaci zapisu elektroencefalograficznego (EEG) czyli zapisu zmian potencjału elektrycznego mózgu zwanych też rytmami, a więc potencjałami występującymi

w postaci fal, do których zliczają się również *SMR* (*sensorimotor rhythm*) i *theta* (Tansey i in., 1984; Lubar, 1985; Koślacz-Folga, 1990; Lopels da Silva, 1995; Grossberg, 1997; Swartz i in., 1998; Pecyna, 2000, 2001). Opisują one zachowanie się mózgu w sytuacjach przetwarzania różnych sygnałów na niego działających. Rytm fal *SMR* w teoretycznym ujęciu dotyczy mechanizmów przekazywania pobudzenia drogą aferentną (bodźce sensoryczne) oraz na nie uzyskaną odpowiedź - drogą eferentną (odpowiedź motoryczna). Stąd, jest rzeczą oczywistą, że wszystkie zachowania człowieka, od najbardziej prymitywnych aktów odruchowych po najbardziej złożone procesy poznawcze można określić jako procesy sensoryczno-motoryczne. Termin ten jest zazwyczaj zarezerwowany dla czynności świadomych i nieświadomych, które w rozumieniu neurologicznym oznaczają przejście bodźców w obwodzie neuronalnym od receptora do ośrodkowego układu nerwowego i z powrotem do mięśni. W tym znaczeniu sensoryczny

* Korespondencję dotyczącą artykułu można kierować na adres: S. Maria B. Pecyna, Akademia Pedagogiki Specjalnej im. Marii Grzegorzewskiej, ul. Szczęśliwicka 40, 02-353 Warszawa.
e-mail: sje@aps.edu.pl

proces obejmuje każdy proces opisywany na poziomie czy to fizjologicznym, czy psychologicznym, jako związany z wrażeniami (Serman i in., 1974; Serman i in., 1981; Lubar i in., 1976; Lubar i in., 1984; Tansey, 1990; Tansey i in., 1982, 1985; Givens i in., 1995; Lopes da Silva, 1995; Abarbanel, 1995; Andrew i in., 1996; Gross, 1998, Swartz i in., 1998; Tononi i in., 1998; Pecyna, 2001a,b).

W ujęciu anatomiczno-fizjologicznym zauważa się, że w obu płatach półkul kory mózgowej zlokalizowane są podstawowe funkcje czuciowe (sensoryczne) i ruchowe (motoryczne) łącznie określane jako projekcyjno-asocjacyjne, którym odpowiadają okolice znajdujące się po obu stronach bruzdy środkowej (*sulcus centralis vel Rolandi*) na powierzchni górno-bocznej, mniej więcej od połowy brzegu górnego półkuli, ku dołowi i przodowi, tworząc w swym przebiegu kolankowate wygięcia. Czuciowa okolica odbiera informacje dotykowe i kinestetyczne, a więc związane z ruchem, motoryczna zaś zawiaduje czynnościami ruchowymi poszczególnych części ciała, które mają swoją reprezentację na obszarze odbieranych i przekazywanych informacji. Okolice kojarzeniowa (asocjacyjna) zajmuje pozostałą część obszaru kory mózgowej, zwłaszcza okolice zlokalizowane w płatach czołowych kory mózgowej. Struktura i funkcjonowanie tych okolic stanowią fizjologiczne podłoże najbardziej złożonych działań człowieka, ich zaś dysfunkcja może ujawnić się np. w sensorycznej afazji (afazji czuciowej – afazji Wernickiego), sensorycznej ataksji (ataksji czuciowej) czy innych zaburzeń przetwarzania informacji zmysłowej (Quy i in., 1979; Serman i in., 1974, 1981; Nunez, 1995; Givens i in., 1995; Robinson i in., 1997; 1998; Uhl i in., 1998).

Jednym z kluczowych problemów stojących przed psychologami klinicznymi jest poznanie rytmów sensoryczno-motorycznych (*SMR*) zbieranych z okolic sensoryczno-motorycznych kory mózgowej określających ludzkie funkcjonowanie poznawcze oraz ich stosunek do otoczenia. Ponadto, samo sensorium obejmuje okolicę mózgową odpowiedzialną za świadomą rejestrację i przetwarzanie informacji zmysłowych. Stanowią one ważną podstawę procesu uczenia się, czyli gromadzenia wiedzy o otaczającym świecie i sobie zwanym też z magazynem sensorycznych informacji lub/i z pamięcią sensoryczną (Lubar i in., 1976; Serman i in., 1981; Tansey i in., 1982; Lubar i in., 1984; Lubar, 1985; Tansey i in., 1985; Vyatleva, 1991; Ciarkowska, 1992; John i in., 1997; Pecyna, 1998a,b; 1999; 2000a,b).

Obecnie przyjmuje się, że rytm *SMR* występujący w postaci fal w elektroencefalogramie o częstotliwości 12-16 Hz i amplitudzie do 50 μ V można zarejestrować w czuwaniu w okolicach centralnej lub centralno-ciemieniowej, często niesymetrycznie i naprzemiennie w obu półkulach mózgu, fale *theta* z kolei, mają częstotliwość 4-8 Hz i amplitudę 20-30 μ V. Rytm *SMR* blokuje się

lub zmniejsza przy ruchach czynnych przeciwległej kończyny górnej, w stanie gotowości do ruchu oczekiwania, zaś przy stymulacji dotykowej jest fizjologicznym rytmem EEG, fale *theta* zaś są dobrymi wskaźnikami dojrzałości komórek mózgu (Akoyunoglou, 1964; Serman, 1973; Uhl i in., 1998; Auer, 1983; Vyatleva, 1991; Bressler, 1995; Watt i in., 1999; Danckert i in., 2000). Oznacza to, że mózgi dziecięce w wieku dorastania i dojrzewania niezależnie od poziomu inteligencji pod wpływem działania różnych bodźców zewnętrznych, a między innymi wolnozmiennych pól magnetycznych zachowują się podobnie. Badania eksperymentalne (Wikswio i in., 1988; Jirsa i in., 1995; Malmuvino i in., 1995; Jirsa i in., 1996; Pecyna, 1997; Sieroń i in., 1989; 1998; 1999; 2000; Srinivasan i in., 1999) potwierdzają tę hipotezę i jednocześnie zwracają uwagę na pozytywne zależności występujące pomiędzy wartościami amplitud fal *SMR* i *theta* znajdujących się pod wpływem działania zmiennych pól magnetycznych. Za korzystnym wpływem wolnozmiennych pól magnetycznych na wartości amplitud fal *SMR* przemawiają także inne prace psychofizjologiczne (Jirsa i in., 1995; 1996; Babiloni i in., 1996), w których stwierdzono mechanizmy synchronizujące charakterystyczne do rytmicznych wahań powierzchniowego potencjału bioelektrycznego z okolic czuciowo-ruchowych podobnych do tych, które występują w innych obszarach mózgu. Dostrzeżenie tego faktu jest ważne w aspekcie poznawczym ze względu na intensywny rozwój sensoryczno-motorycznej inteligencji (*sensorimotor intelligence*) określanej w psychofizjologii umiejętnością poznawczą w okresie dorastania i dojrzewania (Vyatleva, 1991; Wright i in., 1996; Pecyna, 1997; Pecyna i in., 1999; Watt i in., 1999).

Brytyjscy naukowcy (doniesienie z internetu, *New Scientist*, 2043/1996) posługując się nieinwazyjną techniką spektroskopii rezonansu magnetycznego (MRS) pozwalającą zmierzyć odczyn środowiska chemicznego mózgu, gdyż wpływa on na zdolność pochłaniania energii w polu magnetycznym przez jądra atomów w wyniku eksperymentu przeprowadzonego w grupie 42 chłopców w wieku 6–13 lat zaobserwowali zależność między pH a ilorazem inteligencji kory mózgowej przy $r = .543$. Nikt jednak z nich nie potrafił wyjaśnić, jak takie komórkowe zmiany pH mogłyby oddziaływać na poziom ilorazu inteligencji. Dotąd jest zaledwie wiadomo, że wiele aspektów przekaźnictwa synaptycznego zależy od odczynu środowiska, nie wiadomo jednak, jak połączyć te fakty z ilorazem inteligencji. Ponadto, poziom pH mózgu zmienia się w ciągu dnia i można go podwyższyć choćby przez hiperwentylację. Trudno jednak uwierzyć, by można byłoby w tak prosty sposób podnieść poziom ilorazu inteligencji. Ponadto, Lyskow i in. (1993) stwierdzili także, że fundamentalną rolę w czynnościach bioelektrycznych mózgu spełniają pola magnetyczne o częstotliwości 45 Hz. Wobec powyższego, treścią niniejszego doniesienia jest próba uzyskania

odpowiedzi na następujące dwa pytania szczegółowe:

– Jak wygląda bioelektryczna czynność mózgu zarejestrowana z nad okolic sensoryczno-motorycznych kory mózgowej przed, po zastosowaniu efektu placebo oraz po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych o bardzo małej wartości indukcyjnej?

– W jaki sposób poziom ilorazu inteligencji wpływa na skuteczność działania wolnozmiennych pól magnetycznych obrazowany rytмами fali *SMR* i *theta*?

Odpowiedzi na postawione pytania stanowią podstawę potwierdzenia zasadności stosowania zmiennych pól magnetycznych u osób z niskim ilorazem inteligencji, jednak na tym poziomie wiedzy psychofizjologiczno-medycznej wyniki uzyskane z badań mają jedynie charakter poznawczy.

OSOBY BADANE I METODA BADAŃ

Spośród młodzieży studiującej pedagogikę specjalną wybrano dwie homogeniczne grupy A i B pod względem płci (po 32 kobiety) i wieku (21-23 lata), które różniły się ilorazem inteligencji mierzonym Testem TMS J.C. Ravena przy zastosowaniu 15 min. presji czasowej. Uzyskane ilorazy inteligencji wahały się w granicach 97 – 138, przy czym w grupie A – w granicach 97 – 111, w grupie zaś B – 129 – 138.

U wszystkich kobiet w trybie *on line* trzykrotnie zarejestrowano wartości amplitud fal *SMR* i *theta* nieinwazyjnym podsystemem CapScan EEG/EMG firmy Bio-feedback Systems Inc., który działał w systemie biofeedbacku. Rejestracje badanych amplitud fal wykonano zgodnie ze standardem międzynarodowym (układ 10 – 20) z odprowadzeń F_3-C_3 i F_4-C_4 (*The ten twenty 1958*). Cytowany podsystem współdziałał z programem statystycznym Virtual EEG 3.0 działającym również na zasadzie biologicznego sprzężenia zwrotnego (Pecyna i in., 1999). Dzięki właśnie temu programowi po odpowiednim wzmocnieniu sygnały badanych fal zostały zamienione na wartości liczbowe i poddane szybkiej transformacji Fouriera (FFT), która z kolei polegała na przetworzeniu sygnału losowego na szereg częstotliwości w sygnale, przy czym każda pobrana próbka w czasie 10. sekund umożliwiła uzyskanie rozdzielczości 0,1 Hz. W następnej kolejności uzyskane wartości liczbowe zostały odpowiednio pogrupowane według zakresu częstotliwości badanych fal mózgowych, a następnie poddane szczegółowej automatycznej analizie statystycznej. Otrzymane wyniki z analizy komputerowej pozwoliły na szybki wgląd w czynności bioelektryczne kory mózgowej, a tym samym w neurofizjologiczne złożone procesy poznawcze (Vereschnagina i in., 1981; Friedman, 1997; Pecyna, 1998a,b, 2001b).

Efektywność (oznacza cechę działań mających jakiś pozytywnie oceniany wynik bez względu na to, czy test zamierzony, czy też nie) i skuteczność (oznacza stopień osiągnięcia celu) działania wolnozmiennych pól magnetycznych generowanych przez magnetostymulator

Viofor JPS firmy Med & Life Polska oceniano w trzech wariantach: przed, po zastosowaniu efektu placebo, czyli po pozorowanej ekspozycji wolnozmiennych pól magnetycznych oraz po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych impulsem o maksymalnej wartości indukcji pola do 45 mT przy zastosowaniu dużego aplikatora (matę) według następujących parametrów:

– aplikację M1 dla programu P2,

– sekwencję przełączenia polaryzacji na 2-4-4-2 min,

– 7. stopniową regulację poziomu indukcji magnetycznej od .5 do 6,

– 12. minutowy czas ekspozycji wolnozmiennych pól magnetycznych.

Badania elektroencefalograficzne zostały wykonane w Pracowni Psychofizjologii Akademii Pedagogiki Specjalnej im. Marii Grzegorzewskiej w Warszawie. Wszystkie kobiety przebadano w pozycji leżącej i zawsze w godzinach przedpołudniowych.

Zgodnie z konwencją pracy, uzyskane wyniki obejmowały zapisy 30. sekundowe dokonane w 10 próbach z odprowadzeń T_3-C_3 i T_4-C_4 , czyli z nad okolic sensoryczno-motorycznych kory mózgowej, dla każdej badanej fali – *SMR* i *theta*. U każdej kobiety przed, po efekcie *placebo* oraz po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych zarejestrowano w trybie *on line* sumarycznie 360 uśrednionych wyników w odstępach trzysekundowych stosując metodę szybkiej transformaty Fouriera (FFT). Łącznie u wszystkich kobiet uzyskano 23 040 wyników uśrednionych średnich. Ponadto, w opisie statystycznym uwzględniono również *t*-Studenta i *lambda* Wilksa.

WYNIKI BADAŃ I ICH OMÓWIENIE

W wyróżnionych grupach A i B przeprowadzono porównanie uśrednionych średnich mediany, odchylenia standardowego, skośności i kurtozy wartości amplitud rytmów fal *SMR* i *theta* obu półkul przed zastosowaniem wolnozmiennych pól magnetycznych, po efekcie *placebo* i po zastosowaniu tych pól. Szczegółowe wyniki ilustruje tabela 1. Analizując tabelę 1 zauważono, że zarejestrowane w trybie *on line* duże rozproszenie uśrednionych średnich wartości amplitud badanych fal mózgowych z obu półkul u kobiet w grupach A i B i to zarówno przed, jak i po efekcie *placebo* oraz zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych. Z kolei, uzyskane wartości kurtozy, czyli stopnie gęstości poszczególnych rozkładów obserwacji, znalazły się asymetrycznie blisko średniej w stosunku do rozkładu normalnego. Ponadto, uzyskane wartości dodatnie w badanych fal wskazały na smukłość rozkładów, ujemne zaś wartości amplitud fal *theta* lewych półkul przed zastosowaniem wolnozmiennych pól magnetycznych i po wykonaniu efektu *placebo* wskazały na ich spłaszczenie. Oznacza to, że analizowane próby tylko w niewielkim stopniu były reprezentatywne dla badanej subpopulacji.

Tabela 1

Porównania uśrednionych średnich wartości amplitud w grupach A i B rytmów fal SMR i theta zarejestrowanych z odprowadzeń T_3-C_3 i T_4-C_4 przed, po efekcie placebo i po zastosowaniu wolnozmiennej pół magnetycznych

Zmienne	\bar{x}	Min	Max	SD	Błąd SD	Skośność	Kurtoza
SPA	11.420	7.329	16.836	2.218	1.012	2.196	1.938
SLA	10.107	3.528	13.387	1.369	2.367	1.659	1.731
SPB	13.765	6.378	19.438	1.009	1.172	1.989	1.879
SLB	14.329	5.387	20.879	1.348	1.439	1.548	1.699
SPAXM	11.347	7.897	18.457	2.216	1.103	2.012	1.368
SLAXM	9.879	4.372	14.411	1.482	2.098	1.769	1.599
SPBXM	14.091	7.369	21.759	.997	1.459	1.859	1.583
SLBXM	15.785	6.046	21.473	1.582	1.300	1.786	1.229
SPAM	22.306	9.348	37.987	1.947	.971	1.997	1.757
SLAM	26.104	8.378	39.321	.991	1.792	1.299	.989
SPBM	23.001	9.974	38.110	1.874	1.005	1.231	1.009
SLBM	26.879	10.219	38.709	1.659	1.374	1.195	1.006
TPA	24.182	13.459	41.785	6.742	1.879	2.109	2.003
SLA	19.487	11.838	40.330	3.499	1.381	1.210	-.974
TPB	25.975	9.499	35.879	5.911	.992	1.530	1.327
TLB	21.578	10.887	42.873	4.764	.998	1.756	-1.383
TPAXM	23.006	13.987	40.997	7.489	1.783	1.992	1.897
TLAXM	20.683	12.306	39.990	4.005	1.274	1.428	-1.103
TPBXM	26.038	10.836	35.799	5.067	.948	1.345	1.454
TLBXM	20.639	11.690	43.037	3.864	1.076	1.372	-1.483
TPAM	11.327	6.317	18.548	3.863	1.327	1.326	1.027
TLAM	13.764	5.903	18.003	3.319	.901	1.213	1.103
TPBM	11.891	5.780	17.639	2.998	.897	1.438	1.078
TLBM	12.862	4.980	16.998	2.979	.906	1.218	1.785

Legenda:

- SPA – rytm fal *SMR* prawych półkul zarejestrowany w grupie A przed zastosowaniem wolnozmiennej pół magnetycznych,
- SLA – rytm fal *SMR* lewych półkul zarejestrowany w grupie A przed zastosowaniem wolnozmiennej pół magnetycznych,
- SPB – rytm fal *SMR* prawych półkul zarejestrowany w grupie B przed zastosowaniem wolnozmiennej pół magnetycznych,
- SLB – rytm fal *SMR* lewych półkul zarejestrowany w grupie B przed zastosowaniem wolnozmiennej pół magnetycznych,
- SPAXM – rytm fal *SMR* prawych półkul zarejestrowany w grupie A po zastosowaniu efektu placebo,
- SLAXM – rytm fal *SMR* lewych półkul zarejestrowany w grupie A po zastosowaniu efektu placebo,
- SPBXM – rytm fal *SMR* prawych półkul zarejestrowany w grupie B po zastosowaniu efektu placebo,
- SLBXM – rytm fal *SMR* lewych półkul zarejestrowany w grupie B po zastosowaniu efektu placebo,
- SPAM – rytm fal *SMR* prawych półkul zarejestrowany w grupie A po zastosowaniu wolnozmiennej pół magnetycznych,
- SLAM – rytm fal *SMR* lewych półkul zarejestrowany w grupie A po zastosowaniu wolnozmiennej pół magnetycznych,
- SPBM – rytm fal *SMR* prawych półkul zarejestrowany w grupie B po zastosowaniu wolnozmiennej pół magnetycznych,
- SLBM – rytm fal *SMR* lewych półkul zarejestrowany w grupie B po zastosowaniu wolnozmiennej pół magnetycznych,

Dla badanych wartości amplitud fal theta przedstawionych w tabeli 1 zastosowano tę sama konwencję:

- TPA – rytm fal *theta* prawych półkul zarejestrowany w grupie A przed zastosowaniem wolnozmiennych pól magnetycznych,
- TLA – rytm fal *theta* lewych półkul zarejestrowany w grupie A przed zastosowaniem wolnozmiennych pól magnetycznych,
- TPB – rytm fal *theta* prawych półkul zarejestrowany w grupie B przed zastosowaniem wolnozmiennych pól magnetycznych,
- TLB – rytm fal *theta* lewych półkul zarejestrowany w grupie B przed zastosowaniem wolnozmiennych pól magnetycznych,
- TPAXM – rytm fal *theta* prawych półkul zarejestrowany w grupie A po zastosowaniu efektu placebo,
- TLAXM – rytm fal *theta* lewych półkul zarejestrowany w grupie A po zastosowaniu efektu placebo,
- TPBXM – rytm fal *theta* prawych półkul zarejestrowany w grupie B po zastosowaniu efektu placebo,
- TLBXM – rytm fal *theta* lewych półkul zarejestrowany w grupie B po zastosowaniu efektu placebo,
- TPAM – rytm fal *theta* prawych półkul zarejestrowany w grupie A po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych,
- TLAM – rytm fal *theta* lewych półkul zarejestrowany w grupie A po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych,
- TPBM – rytm fal *theta* prawych półkul zarejestrowany w grupie B po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych,
- TPBM – rytm fal *theta* prawych półkul zarejestrowany w grupie B po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych.

W dalszej analizie statystycznej metodą *t*-Studenta porównano uśrednione średnie wartości amplitud analizowanych rytmów fal w wyróżnionych grupach przed i po zastosowaniu efektu *placebo*. Szczegółowe wyniki ilustruje tabela 2. Symbole zmiennych w tabeli 2 zostały przedstawione w konwencji tabeli 1.

zastosowaniu tych pól, których wyniki zostały zamieszczone w tabeli 3. Symbole zmiennych w tabeli 3 zostały przedstawione w konwencji tabeli 1.

Zgodnie z uzyskanymi danymi w tabeli 3 wartości amplitud fal *beta* i *theta* z obu półkul w porównaniu z zapisem wyjściowym (przed zastosowaniem wolno-

Tabela 2

Porównania uśrednionych średnich wartości amplitud rytmów fal mózgowych SMR i theta zarejestrowanych w grupach A i B z odprowadzeń T_3-C_3 i T_4-C_4 przed i po zastosowaniu efektu placebo

Zmienne	\bar{x}	SD	Różnica \bar{x}	SD różnicy	<i>t</i>	<i>p</i>
SPA	11.420	2.218				
SPAXM	11.347	2.216	.073	.002	.349	n.i.
SLA	10.107	1.369				
SLAXM	9.879	1.482	.228	.113	.487	n.i.
TPA	24.182	6.742				
TPAXM	23.006	7.489	1.176	.747	.030	n.i.
TLA	19.487	3.499				
TLAXM	20.683	4.005	1.196	.506	.873	n.i.
SPB	13.765	1.009				
SPBXM	14.091	.997	.326	.012	.528	n.i.
SLB	14.329	1.348				
SLBXM	15.785	1.582	1.456	.234	1.958	n.i.
TPB	25.975	5.911				
TPBXM	26.038	5.067	.063	.844	.301	n.i.
TLB	21.578	4.764				
TLBXM	20.639	3.864	.939	.900	.794	n.i.

Analizując wyniki tabeli 2 uzyskane w grupie A, czyli u kobiet z ilorazem inteligencji w granicach normy i z wysokim nie zanotowano statystycznie istotnych różnic w wartościach amplitud fal *SMR* i *theta* mierzonych w obu półkulach po zastosowaniu efektu placebo. Oznacza to, że pozorowana stymulacja wolnozmiennych pól magnetycznych nie zmodyfikowała tych wartości. Ciekawe jednak rezultaty osiągnięto po rzeczywistym

zmiennych pól magnetycznych) w zapisie końcowego eksperymentu, czyli po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych przy $.0 < p < .001$ uległy modyfikacji w kierunku fizjologicznego obrazu charakterystycznego dla podwyższonej umiejętności poznawczej. Ciekawym jednak zjawiskiem godnym podkreślenia jest fakt, że zmiany te z natężeniem nieistotnym statystycznie wystąpiły zarówno w półkuli lewej, jak i prawej i to w obu

Tabela 3

Porównania uśrednionych średnich wartości amplitud rytmów fal mózgowych SMR i theta zarejestrowanych w grupach A i B z odprowadzeń T₃-C₃ i T₄-C₄ przed i po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych

Zmienne	\bar{x}	SD	Różnica \bar{x}	SD różnicy	t	p
SPA	11.420	2.218				
SPAM	22.306	1.947	10.886	.271	5.003	.001
SLA	10.107	1.369				
SLAM	26.104	.991	15.997	.378	9.462	.001
TPA	24.182	6.742				
TPAM	11.327	3.863	12.855	2.879	6.993	.001
TLA	19.487	3.499				
TLAM	13.764	3.319	5.706	.180	3.720	.001
SPB	13.765	1.009				
SPBM	23.001	1.874	9.236	.865	4.784	.001
SLB	14.329	1.348				
SLBM	23.001	1.874	8.672	.526	3.978	.001
TPB	25.975	5.911				
TPBM	11.891	2.998	14.084	2.913	8.970	.001
TLB	21.578	4.764				
TLBM	12.862	2.979	8.716	1.785	4.091	.001

grupach. Oznacza to, że stopień wrażliwości komórek mózgowych zbieranych z odprowadzeń T₃-C₃ i T₄-C₄ nie jest warunkowany wysokością poziomu ilorazu inteligencji. Szczegółowe wyniki zamieszczono w tabeli 4. Symbole zmiennych w tabeli 4 zostały przedstawione w konwencji tabeli 1.

Istotność statystyczną mocy dyskryminacyjnej wartości amplitud rytmów fal SMR i theta sprawdzono metodą lambda Wilksa stosując technikę krokową po-

stępującą z tolerancją .10 F, wprowadzenia 1.0 (żadnej mocy dyskryminacyjnej) i usunięcia .0 (doskonała moc dyskryminacyjna) wykonując osiem kroków analizy. Szczegółowe wyniki zamieszczono w tabeli 5.

Przedstawione w tabeli 5 wartości lambda Wilksa potwierdzają udowodniony wcześniej fakt, że niezależnie od wysokości poziomu ilorazu inteligencji wolnozmiennne pola magnetyczne generowane przez wspomniany magnetostymulator modyfikują badane wartości amplitud fal mózgowych SMR i theta zebra-

Tabela 4

Porównania uśrednionych średnich wartości amplitud rytmów fal mózgowych SMR i theta zarejestrowanych w grupach A i B z odprowadzeń T₃-C₃ i T₄-C₄ po zastosowaniu wolnozmiennych pól magnetycznych

Zmienne	\bar{x}	SD	Różnica \bar{x}	SD różnicy	t	p
SPAM	22.306	1.947				
SPBM	23.001	1.874	.641	.073	.698	n.i.
SLAM	26.104	.991				
SLBM	26.879	1.659	.775	.668	.746	n.i.
TPAM	11.327	3.863				
TPBM	11.891	2.998	.564	.865	.597	n.i.
TLAM	13.764	3.319				
TLBM	12.862	2.979	.902	.340	.994	n.i.

Tabela 5

Istotność statystyczna mocy dyskryminacyjnej wartości amplitud rytmów fal SMR i theta w badanych grupach A i B

Rytm fal	Krok	lambda Wilksa	F	p
SLAM	1	.4384	109.328	.001
SPAM	2	.3972	101.427	.001
SLBM	3	.3071	93.5401	.01
SPBM	4	.2893	73.485	.01
SPB	5	.2298	52.033	.05
TLAM	6	.1721	47.992	n.i.
TLBM	7	.1382	45.397	n.i.
TLBXM	8	.0924	21.349	n.i.

nych z odprowadzeń T_3-C_3 i T_4-C_4 w kierunku pożądanym dla uzyskania fizjologicznego obrazu złożonych procesów poznawczych związanych z wrażeniami, a zwłaszcza z większą potrzebą poznawania siebie i świata, a tym samym z procesami uczenia.

WNIOSKI

Wyprowadzone wnioski uzyskane z badań podsystemem CapSCan EEG/EMG sformułowano w sposób następujący:

- u badanych kobiet wolnozmiennymi polami magnetycznymi można modelować wartości amplitud fal SMR i theta, a tym samym sensoryczno-motoryczną odpowiedź mózgu,

- poziom ilorazu inteligencji statystycznie istotnie nie wpływa na wartości amplitud rytmów badanych fal znajdujących się pod działaniem wolnozmiennych pól magnetycznych a tym samym na sensoryczną ostrość (ostrość zmysłową) oraz na sensoryczną organizację czyli na procesy koordynacji i organizacji materiału zmysłowego określające umiejętności poznawcze związane z wrażeniami,

- oznacza to, że wolnozmiennymi polami magnetycznymi można nie tylko odpowiednio zmodulować poznanie sensoryczne, jakie dokonuje się za pomocą układu zmysłów, lecz także u badanych kobiet można podwyższyć poziom sensorycznego uczenia się, czyli sensorycznych możliwości gromadzenia wiedzy o otaczającym świecie i o sobie samych,

- ze względu małą reprezentatywność próby sformułowane wnioski odnoszą się wyłącznie do badanych kobiet, dalsza zaś ich weryfikacja wymaga poszerzonych i długofalowych naukowych obserwacji.

LITERATURA

- Abarbanel, A. (1995). Gates, states, rhythms, and resonances: the scientific basis of neurofeedback training. *Journal of Neurotherapy*, 2, 15-38.
- Akoyunoglou, G. (1964). Effect of magnetic field on carboxy-dismutase. *Nature*, 202, 452-455.
- Andrew, C., Pfurtscheller, G. (1996). Event-related coherence as a tool for studying dynamic interaction of brain region. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 98, 144-148.
- Auer, G.L.M. (1983). Frequency changes of sensorimotor EEG rhythm after revascularization surgery. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 55, 4, 381-387.
- Babiloni, F., Babiloni, C., Carducci, F., Fattorini, L., Onorati, P., Urbano, A. (1996). Spline-Laplacian estimate of EEG potentials over a realistic magnetic resonance-constructed scalp surface model. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 98, 363-373.
- Barlow, J.S. (1993). *The electroencephalogram. Its patterns and origins*. Cambridge: Mass MIT Press.
- Bressler, S.L. (1995). Large scale cortical networks and cognition. *Brain Research Reviews*, 20, 288-304.
- Ciarkowska, W. (1992). *Psychofizjologiczna analiza aktywności poznawczej*. Warszawa: PWN.
- Danckert, J., Maruff, P., Ymer, C., Kinsella, G., Yucel, M., de Graaff, S., Currie, J. (2000). Goal-directed selective attention and response competition monitoring: evidence from unilateral parietal and anterior cingulate lesions. *Neuropsychology*, 1, 8-13.
- Friedman, H. (1997). Biofeedback: actual state of its clinical application. *Acta Psychiatrica Belgica*, 77, 1, 118-133.
- Friston, K.J., Tononi, G., Sporns, O., Edelman, G.M. (1995). Characterising the complexity of neuronal interactions. *Human Brain Mapping*, 3, 302-314.
- Fuchs, A., Kelso, J.A.S., Haaken, H. (1992). Phase transitions in the human brain: spatial mode dynamics. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, 2, 917-939.
- Givens, A.S., Cuttillo, B.A. (1995). Neuroelectric measures of mind. W: P.L. Nunez (red.), *Neocortical dynamics and human EEG rhythms* (s. 304-338). New York.: Oxford University Press.
- Gross, C.G. (1998). *Brain, vision, memory. Tales in the history of neuroscience*. Cambridge: MIT Press.
- Grossberg, S. (1997). Principles of cortical synchronization. *Behavioural and Brain Sciences*, 20, 689-690.
- Jirsa, V.K., Friedrich, Haken, H. (1995). Reconstruction of the spatio-temporal dynamics of a human magnetoencephalogram. *Physica D*, 89, 100-122.
- Jirsa, V.K., Haken, H. (1996). Field theory of electromagnetic brain activity. *Physical Review Letters*, 77, 960-963.
- John, E. R., Easton, P., Isenhardt, R. (1997). Consciousness and cognition may be mediated by multiple independent coherent ensembles. *Consciousness and Cognition*, 6, 3-39.
- Koślacz-Folga, A. (1990). *Elektroencefalografia wieku rozwojowego*. Warszawa: PZWL.
- Lopes da Silva F.H. (1995). Dynamics of electrical activity of the brain, local networks and modulating systems. W: P.L. Nunez (red.), *Neocortical dynamics and human EEG rhythms* (s. 249-271). New York: Oxford University Press.
- Lubar, J.O., Shouse, M.N. (1976). EEG and behavioural changes in a hyperkinetic child concurrent with training of the sensorimotor rhythm (SMR): preliminary report.

- Biofeedback and Self Regulation*, 1, 3, 296-306.
- Lubar, J.O., Lubar, J.F. (1984): Electroencephalographic biofeedback of SMR and beta for treatment of attention deficit disorders in clinical setting. *Biofeedback and Self Regulation*, 9, 1, 1-25.
- Lyskov, E.B., Juutilainen, J., Jousmaki, V., Partanen, J., Medvedev, S., Hanninen, D. (1993). Effects of 45 Hz magnetic fields on the functional state of the human brain. *Bioelectromagnetics*, 14, 87-95.
- Malmuvino, J., Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism*. New York: Oxford University Press.
- Nunez, P.L. (1995). *Neocortical dynamics and human EEG rhythms*. New York: Oxford University Press.
- Nunez, P.L. (2000). Toward a quantitative description of large scale neocortical dynamic function and EEG. *Behavioural and Brain Sciences*, 23, 30-37.
- Pecyna, M.B. (1997). Jak leczyć i wychowywać dziecko ze wzmożoną aktywnością psychoruchową. Cz. I, *Szkoła Specjalna*, 5, 282-292, cz. II. 1998, 1, 36-42.
- Pecyna M.B. (1998a). *System Biofeedback w praktyce pedagogicznej*. Warszawa: Wydawnictwo Akademickie Żak.
- Pecyna, M.B. (1998b). *Rodzinne uwarunkowania zachowania dziecka w świetle psychologii klinicznej*. Warszawa: WSiP.
- Pecyna, M.B. (1998c). Styles of coping with visualized stress as related to biofeedback monitored psychological responses in young and elderly persons. *Polish Psychological Bulletin*, 3, 271-282.
- Pecyna, M.B. (1999). Habituaacja i sensytyzacja jako zjawiska modelujące proces uczenia dzieci normalnie rozwijające się i upośledzone umysłowo w badaniach techniką biofeedbacku. *Polski Merkuriusz Lekarski d. Polski Tygodnik Lekarski*, 32, 110-116.
- Pecyna, M.B. (2000a). Level of arousal to biofeedback session in college students and elderly persons. *Polish Psychological Bulletin*, 3, 291-299.
- Pecyna, M.B. (2000b). *Dziecko i jego choroba*. Warszawa: Wydawnictwo Akademickie „Żak”.
- Pecyna, M.B. (2001). *Wolnozmiennne pola magnetyczne w badaniach psychofizjologicznych*. Warszawa: Wydawnictwo Akademickie „Żak”.
- Pecyna, M.B., Sadowska, L. (1999). Aparatura elektroniczna systemu CapScan EEG/EMG w praktyce psychologii klinicznej. W: M.B. Pecyna (red.), *Instrumentalizacja badań psychologicznych techniką CapScan EEG/EMG* (s. 9-53). Warszawa: Wydawnictwo Akademickie „Żak”.
- Quy, R.J., Hurt, S.J., Forrest, S. (1979). Sensorimotor rhythm feedback training and epilepsy. Some methodological and conceptual issues. *Biological Psychology*, 9, 2, 129-149.
- Robinson, P.A., Wright J.J., Rennie C.J. (1997). Propagation and stability of waves of electrical activity in the cerebral cortex. *Physiological Review*, 55, 826-840.
- Robinson, P. A., Rennie C. J., Wright J. J. (1998). Synchronous oscillations in the cerebral cortex. *Physiological Review*, 57, 4578-4580.
- Sieroń, A., Żmudziński J., Cieślak G. (1989). Magnetoterapia – doświadczenia własne – doniesienie wstępne. *Postępy Fizykalnej Medycyny*, 24, 81-85.
- Sieroń, A. (1998). Pole magnetyczne, przeszłość, teraźniejszość i przyszłość. *Biuletyn Informacyjny Med&Life Polska*, 1, 8.
- Sieroń, A. (1999). Nowe trendy w zastosowaniu zmiennych pól magnetycznych w medycynie. *Biuletyn Informacyjny Med & Life Polska*, 3, 13.
- Sieroń, A. (red.). (2000). *Zastosowanie pól magnetycznych w medycynie*. Bielsko-Biała: „α – Medica Press.
- Srinivasan, R., Russell D. P., Edelman G. M., Tononi G. (1999). Frequency tagging competing stimuli in binocular rivalry reveals increased synchronization of neuromagnetic responses during conscious perception. *Journal of Neuroscience*, 4, 38-46.
- Sterman, M.B., MacDonald, L.R., Stone R.K. (1974). Biofeedback training of the sensorimotor EEG rhythm in man. Effect on epilepsy. *Epilepsia*, 15, 395-416.
- Sterman, M.B., Bowersox, S.S. (1981). Sensorimotor electroencephalogram rhythmic activity: a functional gate mechanism. *Sleep*, 4, 4, 408-422.
- Swartz, B.E., Goldenshon, E.S. (1998). Timeline of the history of EEG and associated fields. *Electroencephalography Clinical Neurophysiology*, 106, 173-176.
- Tansey, M.A. (1990). Righting the rhythms of EEG biofeedback training as a therapeutic modality in a clinical office setting. *Medical Psychotherapy*, 3, 57-68.
- Tansey, M.A., Michael, A. (1982). EEG sensorimotor biofeedback training in the treatment of six-year-old hyperactive boy with a developmental reading disorder. *American Journal of Clinical Biofeedback*, 5, 2, 45-149.
- Tansey, M.A., Michael, A. (1985). The response of a case of petit mal epilepsy to EEG sensorimotor rhythm biofeedback training. *International Journal of Psychophysiology*, 3, 2, 82-84.
- The ten twenty electrode system of International Federation EEG (1958). *Clinical of Neurophysiology*, 2, 371-375.
- Tononi, G., Edelman, G.M. (1998). Consciousness and complexity. *Science*, 282, 1846-1851.
- Uhl, C., Kruggel, F., Opitz, B., Yves von Cramon, D. (1998). A new concept for EEG/EMG signal analysis: detection of interacting spatial modes. *Human Brain Mapping*, 6, 137-149.
- Veresnchagina, A.A., Kaidanova, E.E. (1981). Role of biofeedback in adaptive control of pathological brain electrical activity. *Human-Physiology*, 7, 4, 241-246.
- Vyatleva, O.A. (1991). Electric responses of the sensorimotor cortex to real and mental movements in left handers and ambidextrous children aged 6 to 7 years with general speech disorders. *Zhurnal Nevropatologii i Psikiatrii imeni S. S. Korsakova*, 91, 3, 68-71.
- Watt, Sh., Shores A., Kinoshita S. (1999). Effects of reducing attentional resources on implicit and explicit memory after severe traumatic brain injury. *Neuropsychology*, 3, 67-62.
- Wiksw, J.P., Roth, B.J. (1988). Magnetic determination of the spatial extent of a single cortical current source. A theoretical analysis. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 69, 266-276.
- Wright, J., Liley, D.T.J. (1996). Dynamics of the brain at global and microscopic scales: neural networks and the EEG. *Behavioural and Brain Sciences*, 19, 285-295.